

УДК 531

В.Д. Вешуткин¹, Р.О. Горбатов², А.Е. Жуков¹, В.А. Кикеев¹, О.С. Орлова³,
О.Ю. Мясникова³, А.В. Айдарова³, Ю.П. Солянинова³

**РАСЧЕТНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ СТАБИЛЬНОСТИ ФИКСАЦИИ
РЕЗЕЦИРОВАННЫХ СУСТАВНЫХ ПОВЕРХНОСТЕЙ
ПРИ АРТРОДЕЗИРОВАНИИ ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА
ПО ПОВОДУ ПОСТТРАВМАТИЧЕСКОГО КРУЗАРТРОЗА
III-IV СТАДИИ**

*Нижегородский государственный технический университет им. Р. Е. Алексеева¹
Приволжский федеральный медицинский исследовательский центр²
Нижегородская государственная медицинская академия³*

Описана проблема восстановления опороспособности и функции нижних конечностей человека при травматизме на транспортных средствах. Показан результат моделирования и расчета прочности фиксации костей голени и стопы человека – большеберцовой, таранной и пяточной, образующих голеностопный и подтаранный суставы. Предложена модель, позволяющая учитывать удаление суставных поверхностей при артродезировании и дальнейшую их фиксацию с целью сращения для последующей реабилитации пациентов. Поставлена задача — исследование различных способов фиксации голеностопного и подтаранного суставов человека при артродезе.

Ключевые слова: конечно-элементное моделирование, метод конечных элементов, транспортные средства, травматология, прочность костей человека.

При эксплуатации транспортных средств важным моментом является безопасность и защищенность находящихся в них людей. Увеличение скоростей движения легковых автомобилей, возрастание средней плотности потока машин приводит к росту дорожно-транспортных происшествий, особенно в густонаселенных пунктах [1]. Этому способствует ряд факторов – низкое качество дорожного покрытия и общего состояния дорог, низкий уровень подготовки водителей. По некоторым данным [2], в 70% случаев несмертельных дорожно-транспортных происшествий у пассажиров и водителей преобладали травмы, связанные с переломами костей таза и нижних конечностей. У водителей транспортных средств при этом в 37,3 % случаев доминировали переломы бедренных костей, костей голени и стопы. Также, постоянная нагрузка на голеностопный сустав и суставы стопы при эксплуатации транспортного средства способствует развитию такого заболевания, как остеоартроз. Для терминальных стадий развития данного заболевания характерно наличие у пациентов выраженного болевого синдрома, невозможности ходьбы без дополнительных средств опоры, ограничения движений в пораженных суставах.

В связи с этим, одной из актуальных проблем в современной травматологии и ортопедии является восстановление опороспособности и функции нижних конечностей у пациентов с травмами и повреждениями голеностопного и таранно-пяточного суставов. Одной из наиболее часто используемой и эффективной операцией, позволяющей значительно улучшить качество жизни данной категории пациентов является артродезирование. При этом важной особенностью является оценка степени тяжести поражения костей и суставов для корректного выбора последующей их фиксации различными способами. Схематично голеностопный и таранно-пяточный суставы изображены на рис. 1.

При посттравматическом крузартрозе III-IV стадии возможны несколько способов фиксации резецированных суставных поверхностей при выполнении артродезирования. В

одном из способов большеберцовая и таранная кости соединяются с помощью двух винтов. При этом хрящевая ткань удаляется, также, как и нижняя часть большеберцовой, и верхняя часть таранной костей. В данном случае сохраняется подвижность таранно-пяточного сустава. Также возможен способ фиксации, при котором все три кости соединяются с помощью длинного стержня, выполненного из легких сплавов титана.

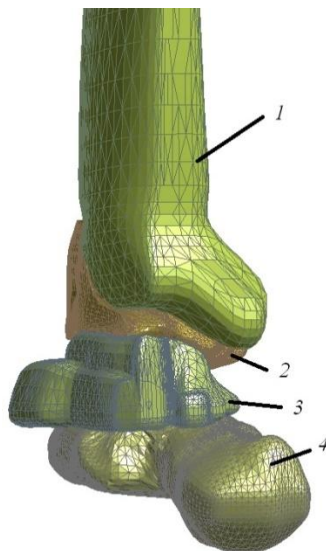


Рис. 1. Схема голеностопного и таранно-пяточного суставов:

1 – большеберцовая кость, 2 – хрящевая ткань, 3- таранная кость, 4 – пяточная кость)

Важным критерием выбора способа артродезирования, безусловно, является расчет стабильности фиксации резецированных суставных поверхностей с использованием различных имплантатов, что позволит определить распределение усилий и механических напряжений для каждого конкретного случая. Крайне интересным является возможность варьировать параметрами установки (такие как – зазоры, углы наклона) скрепляющих частей и непосредственно костей.

Для расчета прочности конструкции предлагается использовать получивший широкое распространение в последнее время метод конечных элементов (МКЭ) [3]. Суть метода заключается в построении геометрической модели с последующей разбивкой её на геометрически простые тела – элементы, для каждого из которых может быть записано уравнение равновесия, и все уравнения равновесия решаются одновременно.

Общая система уравнений равновесия всей конечно-элементной модели исследуемого деформируемого тела составляется из условий равновесия узлов или с помощью вариационных принципов, а также методов невязок, применяемых ко всей конечно—элементной модели. Для статических задач она имеет вид:

$$[K]\{U\} = \{P\} + \{P\}^q + \{P\}^s + \{P\}^{\varepsilon_0} + \{P\}^{\sigma_0},$$

где $[K]$ - общая (глобальная) матрица жесткости конечно-элементной модели, $\{U\}$ - общий (глобальный) вектор узловых перемещений, $\{P\}$ - общий вектор заданных внешних узловых сил; $\{P\}^q, \{P\}^s, \{P\}^{\varepsilon_0}, \{P\}^{\sigma_0}$ - общие (глобальные) векторы узловых сил, эквивалентных распределённым поверхностным и массовым силам, начальным деформациям, начальным напряжениям.

Компоненты матрицы $[K]$ являются коэффициентами жёсткости модели. Они вычисляются путём суммирования соответствующих коэффициентов жёсткости конечных элементов. Матрица жёсткости $[K]$ для конечно-элементной модели обладает симметрией, имеет ленточную структуру и редкое заполнение.

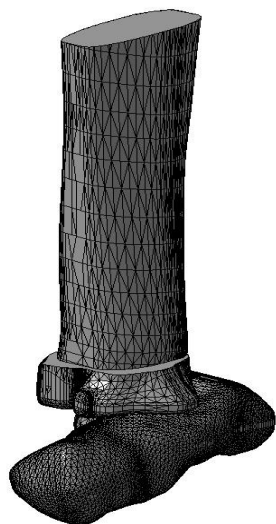
Общий вектор заданных внешних узловых сил $\{P\}$ можно представить в виде:

$$\{P\} = \begin{Bmatrix} P_1 \\ \vdots \\ P_s \\ \vdots \\ P_N \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} P_1 \\ \dots \\ P_i \\ \vdots \\ P_n \end{Bmatrix},$$

где $P_i = \{P_i\}$ – подматрица из n_i компонентов силы, приложенной в узле i . Для трехмерной задачи будем иметь $\{P_i\} = \{P_{ix} P_{iy} P_{iz}\}^T$. Индексация компонентов может быть или по общим номерам степеней свободы модели или по общим номерам узлов с добавлением индекса узловой степени свободы, как у общего вектора узловых перемещений $\{U\}$.

Общие (глобальные) векторы узловых сил $\{P\}^q, \{P\}^g, \{P\}^{\varepsilon_0}, \{P\}^{\sigma_0}$ собираются из компонентов соответствующих элементных векторов. Их структура такая же, как у вектора $\{P\}$. Одной из наиболее популярных и развивающихся универсальных программных систем конечно-элементного (МКЭ) анализа является продукт ANSYS, известный в сфере автоматических инженерных расчётов (CAE, Computer-Aided Engineering) и КЭ решения линейных и нелинейных, стационарных и нестационарных пространственных задач механики деформируемого твёрдого тела и механики конструкций (включая нестационарные геометрически и физически нелинейные задачи контактного взаимодействия элементов конструкций), задач механики жидкости и газа, теплопередачи и теплообмена, электродинамики, акустики, а также механики связанных полей.

Как было указано выше, при наличии тяжелых травм голеностопного сустава с развитием терминальных стадий остеоартроза, производится резекция его суставных поверхностей с последующей трансартикулярной фиксацией. Данный факт должен быть отражен в геометрической модели. Общий вид геометрической модели показан на рис. 2.



**Рис. 2. Общий вид геометрической модели
костей голеностопного
и пяточно-таранного суставов**

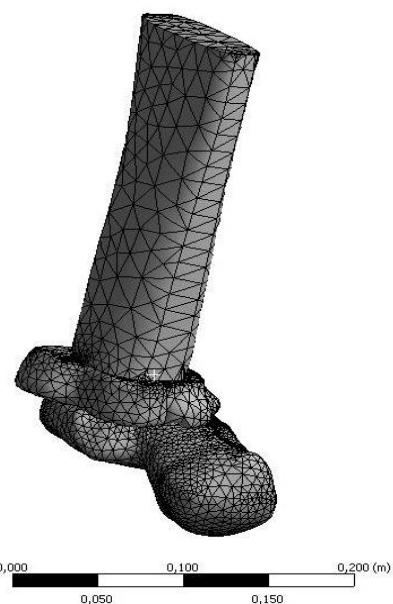


Рис. 3. Конечно-элементная сетка модели

Дальнейший расчет производился с помощью системы конечно-элементного анализа ANSYS.Mechanical. Разработанная конечно-элементная сетка модели представлена на рис. 3. Общее число элементов составило 36784, число узлов – 56435.

На рис. 5 представлено положение звеньев с реальными углами наклона звеньев в соответствии с табл. 1. На рисунке также показаны силы веса звеньев и координаты их точек приложения.

Таблица 1
Основные параметры звеньев

№ звена	Длина звена, м		Центр масс, м		Ψ_i°	m_i , кг
	O_1O_2	0,5	O_1C_1	0,25		
1 звено	O_1O_2	0,5	O_1C_1	0,25	83	12
2 звено	O_2O_3	0,45	O_2C_2	0,23	2	18
3 звено	-	-	O_3C_3	0,18	5	50
Сумма					$m = 80$ кг	

Для определения нагрузки, приходящейся на систему рассмотрена трехзвенная модель тела человека, показанную на рис. 4 и взятую из [4]. Основные параметры взяты из [4] и приведены в табл. 1. В соответствии с приведенными данными принята нагрузка на рассматриваемую механическую систему. В качестве граничных условий приняты закрепления модели в нижней области пяточной кости, что соответствует опоре ноги на твердую поверхность (рис. 6). Возможны различные варианты закрепления. Материал кости принят в соответствии с данными из [5]. Для большеберцовой кости модуль упругости составлял 18,1 ГПа, предел прочности на растяжение 140 МПа, предел прочности на сжатие – 159 МПа. В соответствии с табл. 1 принята нагрузка на рассматриваемую механическую систему. В качестве граничных условий приняты закрепления модели в нижней области пяточной кости, что соответствует опоре ноги на твердую поверхность (рис. 6). Возможны различные варианты закрепления. Материал кости принят в соответствии с данными из [5]. Для большеберцовой кости модуль упругости составлял 18,1 ГПа, предел прочности на растяжение 140 МПа, предел прочности на сжатие – 159 МПа. В результате расчета получено распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в материале костей и суммарного вектора перемещений (рис. 7). Необходимо отметить, что для данных расчетных случаев была отмечена концентрация напряжений в районе пяточно-таранного сустава – месте соединения пяточной и таранной костей. Условие прочности выполнялось, механические напряжения варьировались в районе 11 МПа.

Также в результате анализа может быть получена информация по распределениям различного рода деформаций (упругих и пластических, если это предусмотрено моделью материала), напряжений (главных, нормальных, касательных). В результате получена модель, которая может быть использована в дальнейших расчетах прочности конструкций разного рода фиксации костей нижних конечностей человека, в частности, костей голеностопного и таранно-пяточного суставов. В дальнейшем планируется рассмотреть различные вариации креплений: с использованием винтов, стержня из титана, а также аппарата Илизарова, оценить характер распределения механических напряжений в костях при различном их расположении относительно друг друга – с учетом вращения в различных плоскостях и наличия зазоров.

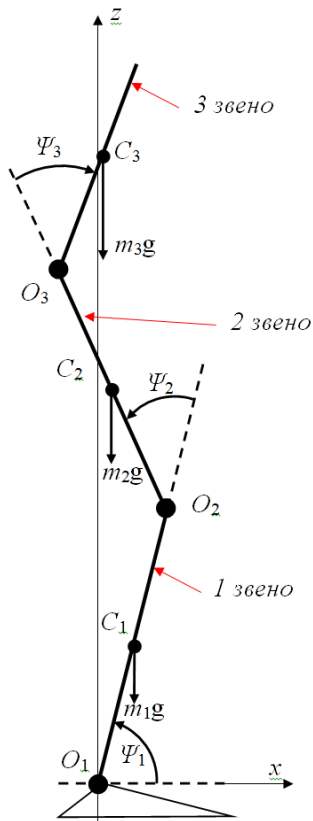


Рис. 4. Трехзвенная модель тела человека:

C_1 – центр масс звена 1; C_2 – центр масс звена 2; C_3 – центр масс звена 3

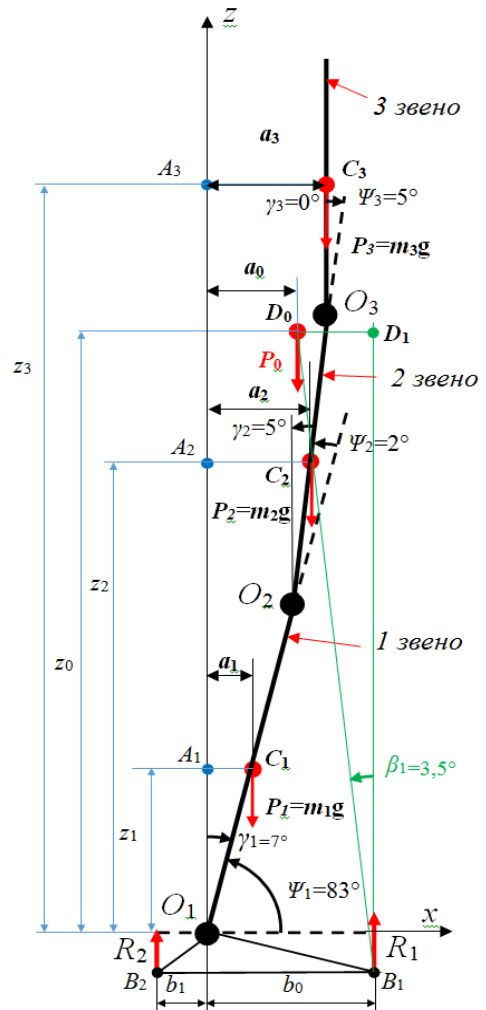


Рис. 5. Силы веса звеньев и точки их приложения: a_1, z_1 – координаты точки приложения для звена 1; a_2, z_2 – для звена 2; a_3, z_3 – для звена 3

B: Copy of Static Structural
Fixed Support
Time: 1, s

Force: 800, N
Fixed Support

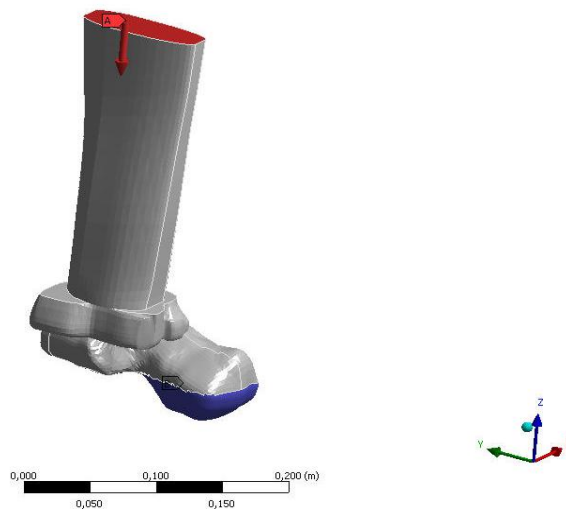
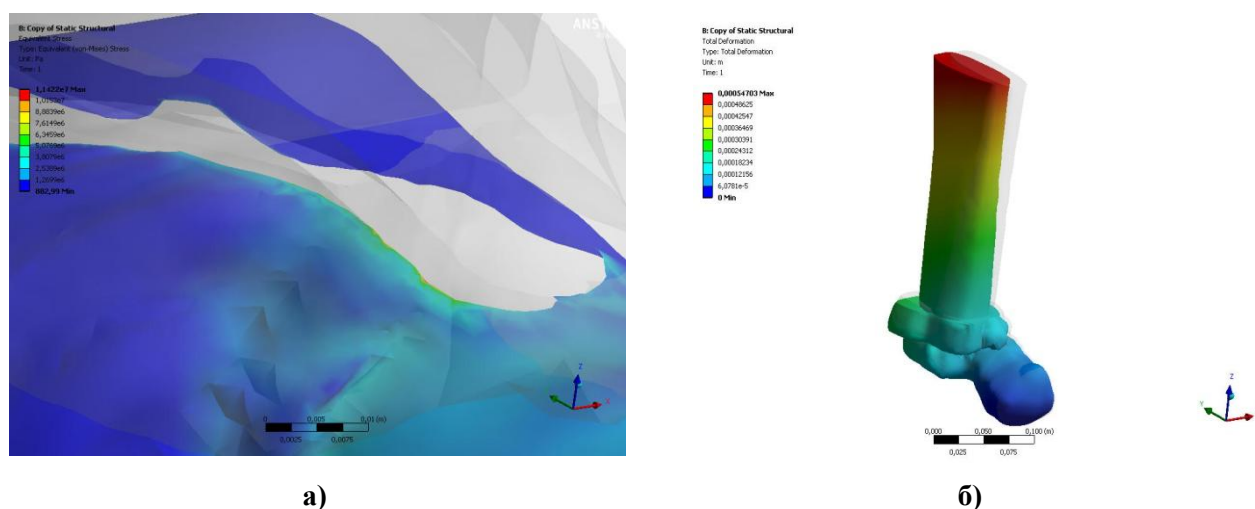


Рис. 6. Схема нагружения и граничных условий механической системы



**Рис. 7. Распределение эквивалентных напряжений по Мизесу (а);
распределение суммарного вектора перемещений (б) в материале кости**

Библиографический список

1. Бастуев, П.В. Структура и динамика несмертельной автомобильной травмы в северном регионе России [Текст] / П.В. Бастуев, И.В. Паньков, Н.В. Койнова и др. // Актуальные вопросы судебной и клинической медицины. – Ханты-Мансийск, 2000. № 4. С. 7-10.
2. Кузиев, О.Ж. Особенности повреждений таза и нижних конечностей у водителей при несмертельной травме [Текст] / О.Ж. Кузиев, Н.Х. Муродов, У.О. Мавлонов, С.И. Отакулов // Молодой ученый. 2016. №10. С. 512-514.
3. Бруйка В.А. Инженерный анализ в ANSYS Workbench: Учеб. пособ. [Текст] / В. А. Бруйка, В. Г. Фокин, Е.А. Солдусова, Н.А. Глазунова, И.Е. Адеянов. – Самара: Самар. гос. техн. ун-т. 2010. 271 с.
4. Новожилов, И.В. Трехзвенная математическая модель для задачи стабилизации вертикальной позы человека [Текст] / И.В. Новожилов, А.В. Терехов, А.В. Забелин, Ю.С. Левик, В.Ю. Шлыков, О.В. Казенников // Математическое моделирование движений человека в норме и при некоторых видах патологии. – М.: Изд-во мех-мат ф-та МГУ. 2005. С. 7-20.
5. Карлов, А.В. Системы внешней фиксации и регуляторные механизмы оптимальной биомеханики [Текст] / А.В. Карлов, В.П. Шахов. – Томск: STT. 2001. – 477 с.